



Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e
Clínica Integrada

ISSN: 1519-0501

apesb@terra.com.br

Universidade Federal da Paraíba
Brasil

Pereira LOPES, Hélio; Correia Queiroz de CARVALHO, Bianca; Bezerra de GOIS, Robson; de
Azevedo Jacinto INOJOSA, Inês; ELIAS, Carlos Nelson; Leal VIEIRA, Victor Talarico; Chaves de
SOUZA, Leticia

Influência de Diferentes Métodos de Fabricação no Comportamento Mecânico de Instrumentos
Endodônticos de Níquel-Titânio

Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada, vol. 13, núm. 2, abril-junio, 2013, pp. 183-
188

Universidade Federal da Paraíba
Paraíba, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=63730017008>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Influência de Diferentes Métodos de Fabricação no Comportamento Mecânico de Instrumentos Endodônticos de Níquel-Titânio

Influence of Different Manufacturing Methods on the Mechanical Behavior of Nickel-Titanium Endodontic Instruments

Hélio Pereira LOPES¹, Bianca Correia Queiroz de CARVALHO²,
Robson Bezerra de GOIS², Inês de Fátima de Azevedo Jacinto INOJOSA³,
Carlos Nelson ELIAS⁴, Victor Talarico Leal VIEIRA⁵, Leticia Chaves de SOUZA⁶

¹ Professor do Curso de Pós-graduação em Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Estácio de Sá (Unesa), Rio de Janeiro/RJ, Brasil.

² Graduandos de Odontologia da Universidade Federal de Alagoas (UFAL), Maceió/AL, Brasil.

³ Professora Adjunto IV e Coordenadora de Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Alagoas (UFAL), Maceió/AL, Brasil.

⁴ Professor do Curso de Mestrado e Doutorado do Instituto Militar de Engenharia (IME), Rio de Janeiro/RJ, Brasil.

⁵ Professor Adjunto do Curso de Mestrado profissional em Odontologia da Universidade do Grande Rio (Unigranrio), Rio de Janeiro/RJ, Brasil.

⁶ Doutoranda do Instituto Militar de Engenharia (IME), Rio de Janeiro/RJ, Brasil.

RESUMO

Objetivo: Avaliar o comportamento mecânico de instrumentos endodônticos de NiTi K3 (Sybron Endo, Orange, CA), fabricados convencionalmente e K3XF (Sybron Endo, Orange, CA), submetidos a tratamento térmico na fabricação.

Métodos: Foram utilizados 20 instrumentos K3 e K3XF com D₀ 0,25 mm, conicidade 0,06 mm/mm e 25 mm de comprimento. Para padronização, dez instrumentos de cada tipo foram examinados sob estereomicroscópio e dois instrumentos (K3 e K3XF) tiveram suas seções transversais analisadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). A flexibilidade e resistência à fratura foram avaliadas em ensaio de flexão em 45° e em teste estático de fadiga, respectivamente. Dez instrumentos K3 e K3XF foram utilizados em cada teste, registrando-se os valores da carga flexural e o número de ciclos para ocorrer a fratura (NCF). Para análise estatística empregou-se o teste *t* de Student. Os instrumentos fraturados foram analisados em MEV.

Resultados: A carga flexural foi significativamente maior para as limas K3 do que para as K3XF (*p*<0,05), apresentando, respectivamente, os valores de 713,5 g e 536,4 g. O NCF foi significativamente maior para os instrumentos K3XF em comparação com as limas K3 (*p*<0,05). A análise das superfícies fraturadas em MEV revelou características morfológicas do tipo dúctil para ambos os instrumentos e ausência de deformação plástica.

Conclusão: Os instrumentos de NiTi submetidos a tratamento térmico apresentaram os menores valores de força para serem flexionados em 45° e os mais elevados valores de NCF. Desse modo, pode-se inferir que os instrumentos submetidos ao tratamento térmico diferenciado (K3XF) são mais flexíveis e mais resistentes à fratura por fadiga do que os instrumentos K3, fabricados convencionalmente.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the mechanical behavior of K3 NiTi endodontic instruments (Sybron Endo, Orange, CA, USA) with conventional manufacturing or subjected to a thermal treatment during manufacturing (K3XF instruments; Sybron Endo).

Methods: Twenty K3 and K3XF instruments with D₀ 0.25 mm, 0.06 mm/mm taper and 25 mm length were used. For standardizing purposes, 10 instruments of each type were examined by a stereomicroscope and two instruments (K3 and K3XF) had their cross-sections analyzed by scanning electron microscopy (SEM). Flexibility and fracture strength were evaluated by 45° bending test and static fatigue test, respectively. Ten K3 and K3XF instruments were used for each test, obtaining the flexural load values and the number of cycles to failure (NCF). Student's *t* test was used for statistical analysis. The fractured instruments were examined by SEM.

Results: The flexural load was significantly greater for the K3 than for the K3XF (*p*<0.05) instruments, 713.3 g and 536.4 g, respectively. The NCF was significantly greater for the K3XF than for the K3 instruments (*p*<0.05). SEM analysis of the fractured surfaces revealed ductile-type morphological characteristics for both types of instruments and absence of plastic deformity.

Conclusion: NiTi instruments subjected to thermal treatment presented lower flexural strength values when subjected to 45° bending and greater NCF values. It may be assumed that the instruments subjected to a special thermal treatment during the manufacturing process (K3XF) are more flexible and more resistant to fatigue fracture than the conventional K3 instruments.

DESCRIÇÕES

Endodontia; Instrumentos; Níquel-titânio; Flexibilidade; Resistência de Materiais.

KEY-WORDS

Endodontics; Instruments; Nickel-titanium; Flexibility; Material Resistance.

INTRODUÇÃO

Os instrumentos endodônticos de NiTi vêm sendo empregados de forma automatizada há quase 20 anos no preparo de canais radiculares. No entanto, apesar das propriedades mecânicas favoráveis, a fratura por fadiga continua sendo uma preocupação constante durante o uso clínico¹⁻³. A fratura por flexão rotativa ocorre quando um instrumento endodôntico gira no interior de um canal curvo, estando ele dentro do limite elástico do material. Na região de flexão de um instrumento endodôntico, durante a sua rotação, são induzidas tensões alternadas trativas e compressivas. A repetição dessas tensões promove mudanças microestruturais cumulativas que induzem à nucleação, crescimento e ao coalescimento de trincas, que se propagam até a fratura por fadiga de um instrumento endodôntico^{4,5}.

Recentemente, a Sybron Endo lançou no mercado instrumentos mecanizados de NiTi submetidos a um tratamento térmico especial após completar o processo de usinagem com o objetivo de criar na liga uma mudança de fase na estrutura cristalina para melhorar a flexibilidade e resistência, além de acomodar alguma tensão interna ocasionada pela usinagem⁶. O fabricante apregoa que tais instrumentos apresentam superior flexibilidade e resistência à fratura por fadiga. Como até o momento foram observados poucos estudos que comprovam tais afirmações⁶, este trabalho objetiva aprofundar o conhecimento a respeito das melhorias afirmadas em relação às propriedades mecânicas deste novo método de fabricação, no sentido de aumentar a previsibilidade e segurança no uso clínico.

METODOLOGIA

Foram utilizados 40 instrumentos mecanizados de NiTi no presente estudo: 20 instrumentos K3 (SybronEndo, Orange, CA, USA), fabricadas pelo método tradicional e 20 instrumentos K3XF (SybronEndo, Orange, CA), submetidos a um tratamento térmico especial após o processo de usinagem. Todos os instrumentos apresentavam uma dimensão nominal de 0,25 mm em D_0 , conicidade de 0,06 mm/mm, comprimento total de 25 mm, e seção transversal triangular.

Avaliação das características geométricas

Para a standardização, foram examinados dez instrumentos mecanizados de cada método de fabricação, sob o estereomicroscópio (Pantec-Panambrá, Cambuci, SP, Brasil), a fim de determinar os seus diâmetros em D_3 e D_{13} e o número de hélices na parte de trabalho. A conicidade dos instrumentos foi medida através do cálculo da diferença entre os diâmetros D_3 e D_{13} , dividindo-se o valor obtido pela distância entre estes

pontos, conforme a seguinte equação⁷:

$$\text{Conicidade (T)} = (D_{13} - D_3)/10$$

O diâmetro em D_0 foi determinado com base nos valores de D_3 e da conicidade, utilizando a seguinte equação⁷:

$$D_0 = D_3 - (T \times 3)$$

O número de hélices por milímetro foi determinado dividindo-se o número de hélices pelo comprimento da parte de trabalho. Dois instrumentos de cada grupo foram incluídos em resina acrílica e preparados para análise de suas seções retas transversais em microscópio eletrônico de varredura (JSM 5800; JEOL, Tóquio, Japão).

A forma geométrica e as dimensões dos instrumentos endodônticos de NiTi têm efeito relevante no comportamento mecânico em relação à capacidade de corte, flexibilidade, resistência à torção e à fadiga. Desta forma, o estudo morfométrico dos instrumentos traz informações importantes para conferir as características fornecidas pelo fabricante.

Ensaio de flexão em 45°

Os ensaios de flexão em 45° foram realizados em dez instrumentos K3 e K3XF, no laboratório de ensaios mecânicos do Instituto Militar de Engenharia utilizando-se a máquina de ensaio universal EMIC DL10000 (São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) conforme observado em estudos anteriores^{8,9}. Os instrumentos endodônticos foram aprisionados por meio de suas hastes de fixação em um mandril tipo Jacob, que, por sua vez, estava imobilizado por meio de um torno de bancada. O conjunto mandril de Jacob e instrumento foi posicionado com uma inclinação de 45° para baixo em relação ao plano horizontal representado pelo mordente do torno de bancada. O ponto de aplicação da força foi obtido fixando uma pequena peça metálica (morsa de alumínio) a 3 mm da ponta de cada amostra. A força foi aplicada por meio de um fio de nylon trançado com comprimento de 50 cm e diâmetro de 0,3 mm, tendo uma das extremidades presa à cabeça da máquina de ensaio e a outra a 3 mm da ponta da amostra (ponto de aplicação da força). A velocidade do ensaio foi de 15 mm/minuto. A célula de carga empregada foi de 20 N. Para a determinação do valor da força fornecida pelo dispositivo, foi subtraído o peso da morsa de alumínio (6,3 gf) usada na ponta da amostra para limitar o ponto de aplicação da força. Foram medidos os deslocamentos em três pontos. Ponto1: deslocamento 5 mm, ponto 2: deslocamento 10 mm e ponto 3: deslocamento de 13 mm. A carga máxima para flexionar (encurvar) cada lima foi registrada, sendo utilizado Kolgomorov-Smirnov (KS), para verificar a normalidade da distribuição dos dados. Os valores obtidos no teste foram analisados estatisticamente pelo teste *t* de Student, com nível de significância de 5%.

Teste de fadiga cíclica

Para a realização do teste, um canal artificial foi fabricado por conformação de um tubo cilíndrico de aço

inoxidável, tendo diâmetro interno de 1,4 mm e 19 mm de comprimento total. Um segmento curvo, apresentando 9 mm de comprimento com raio de 6 mm (medido da superfície côncava do interior do tubo) e 86°, foi criado entre dois segmentos retos que medem 7 mm e 3 mm cada, conforme estudo prévio³.

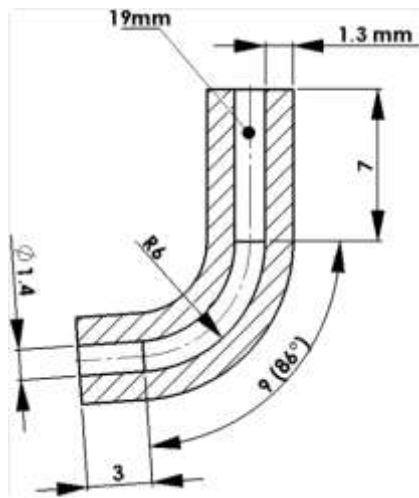


Figura 1. Esquema representativo do canal artificial usado no teste de fadiga cíclica.

A manutenção do canal artificial em posição fixa durante o experimento foi garantido por um dispositivo que permitiu a realização do experimento sem a interferência do operador. O aparelho é composto de uma base quadrada de aço inoxidável onde foram instalados quatro pilares de borracha para evitar a vibração durante o acionamento do motor. Perpendicular à base, foi fixada uma haste cilíndrica, na qual foi acoplado o suporte do conjunto micromotor - contra-ângulo através de um parafuso com ajuste manual. O suporte é dotado de um mecanismo regulável, com parafusos que permitem movimentos ao conjunto, facilitando a inserção do instrumento no canal artificial, de forma que a trajetória vertical do instrumento instalado na peça de mão coincida com o eixo longitudinal da parte reta do canal artificial. Na base também foi fixada uma morsa para a apreensão do canal artificial. A morsa pode ser movimentada em uma abertura feita na base e fixada com um parafuso de aperto manual, para permitir a coincidência de eixos entre o instrumento e o canal artificial.

Durante o ensaio, o canal de aço inoxidável foi preenchido com glicerina líquida através de uma agulha acoplada a uma seringa de 10 cc com o objetivo de reduzir o atrito do instrumento com a parede do canal e a liberação de calor. Cada instrumento foi posicionado no contra-ângulo/micromotor com redução de velocidade de 10:01 (TC-Motor 3000; Nouvag AG / AS /

LTD, Goldach, Suíça) e introduzido no canal a partir do segmento reto até a ponta tocar em um anteparo posicionado na extremidade do segmento curvo do canal. Este anteparo foi removido em seguida e tinha como objetivo apenas padronizar a distância de penetração do instrumento no interior do canal.

Foram rotacionados dez instrumentos K3 e K3XF, no sentido horário a 300 rpm até a fratura. O tempo para a fratura ocorrer foi cronometrado por um mesmo operador, utilizando um cronômetro digital Technos (Zona Franca de Manaus, Brasil) e o tempo de fratura foi considerado de acordo com a constatação visual da ocorrência da ruptura do instrumento. O número de ciclos foi obtido pela multiplicação da velocidade de rotação pelo tempo decorrido até a fratura em flexão rotativa de cada instrumento endodôntico (NCF). Para verificar a normalidade da distribuição dos dados, foi utilizado Kolmogorov-Smirnov (KS). Os valores obtidos no teste foram analisados estatisticamente pelo teste *t* de Student, com nível de significância de 5%. As superfícies fraturadas e as hastes helicoidais dos instrumentos fraturados foram analisadas por meio de um microscópio eletrônico de varredura (Jeol JSM 5800) para se determinar o tipo de fratura e a presença de deformação plástica na haste.

RESULTADOS

Na análise das características geométricas dos instrumentos foram obtidos valores que se encontram distribuídos na Tabela 1.

As médias das forças máximas para flexionar os instrumentos acionados a motor em estudo, estão representadas na Tabela 2. A necessidade de uma força maior é atribuída a instrumentos mais rígidos. Os instrumentos K3XF mostraram-se mais flexíveis quando comparados aos instrumentos K3, sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Ensaio de Fadiga Cíclica (teste estático)

A média e o desvio-padrão para o tempo (s) e NCF dos instrumentos testados estão expressos na Tabela 3. Um NCF maior é atribuído a uma maior resistência à fadiga. Os instrumentos K3XF apresentaram uma vida em fadiga superior aos instrumentos K3 ($p < 0,05$).

Na análise pelo MEV (microscópio eletrônico de varredura), as hélices dos instrumentos próximas ao ponto de fratura não mostraram deformação plástica e a superfície de fratura de ambos os instrumentos exibiu características morfológicas de fratura do tipo dúctil (Figuras 2 e 3).

Tabela 1. Conicidade média dos instrumentos; diâmetros em D_0 , D_3 e D_{10} ; comprimento médio da parte de trabalho (PT); número de hélices na parte de trabalho e número de hélices por mm na parte de trabalho.

Instrumentos	N°	Conicidade mm/mm	Diâmetro (mm)			PT (mm)	N° Hélices	Hélices (mm)
			D_0	D_3	D_{10}			
K3	10	0,06	0,23	0,41	0,83	16	18	1,12
K3XF	10	0,06	0,23	0,41	0,83	16	17	1,07

Tabela 2. Médias e desvio-padrão (DP) da força máxima em gramas para flexionar em cantilever os instrumentos endodônticos ensaiados, K3 e K3XF.

Instrumentos	N	Força (g)	(DP)
K3	10	713,5	(±15,52)
K3XF	10	536,4	(±26,29)

Tabela 3. Média (±desvio-padrão) do Tempo (segundos) e Número de Ciclos para Fratura (NCF) dos instrumentos testados.

	K3	K3XF
Tempo	40,2 (±3,4)	56,4 (±6,2)
NCF	201 (±17,1)	282,0 (±30,8)

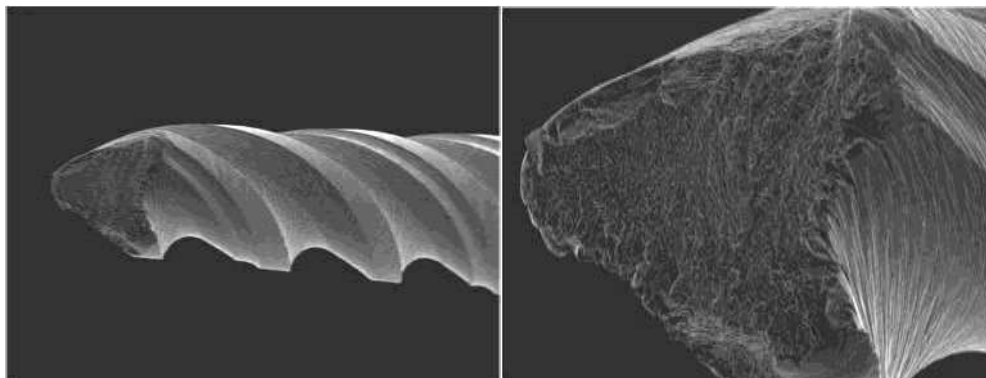


Figura 2. Análise em MEV da superfície fraturada da lima K3, revelando ausência de deformação plástica na haste helicoidal.

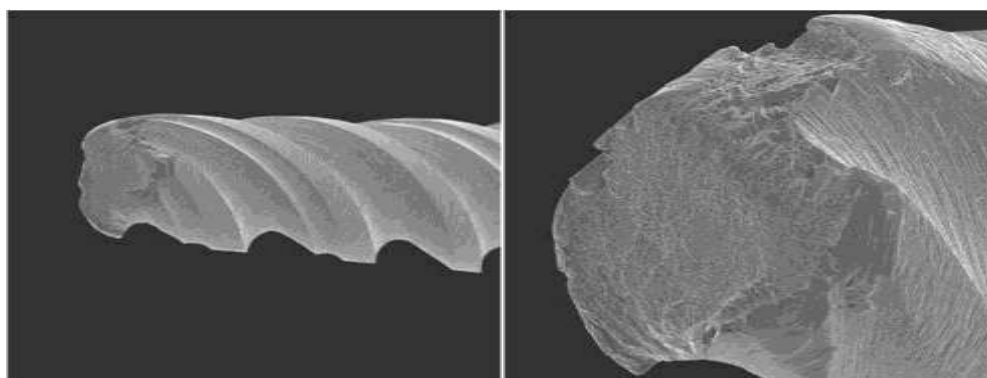


Figura 3. Análise da superfície fraturada da lima K3XF, revelando ausência de deformação plástica na haste helicoidal.

DISCUSSÃO

Como a flexibilidade dos instrumentos endodônticos pode ser influenciada pelos seus comprimentos e diâmetros em D_3 e D_{13} , estes valores foram determinados, não havendo diferença entre os instrumentos empregados. A importância destas avaliações deve-se ao fato de que a despeito de todos os esforços no intuito de padronizar as dimensões dos instrumentos endodônticos, há sempre a possibilidade de ocorrer discrepância entre os valores das dimensões de instrumentos de mesma numeração de um fabricante ou entre os próprios fabricantes.

Para flexionar os instrumentos em 45° , ficou demonstrado que foi necessária uma força menor para os que foram submetidos ao tratamento térmico (K3XF), do que para os fabricados de forma convencional (K3). Melhores resultados foram obtidos em estudo recente com os mesmos instrumentos, onde a carga necessária para flexionar os protótipos das limas K4 foi reduzida em quase a metade da necessária para flexionar as limas K3⁶.

Além da influência dos comprimentos e diâmetros dos instrumentos, os resultados obtidos nos ensaios de flexão podem variar com a temperatura de ensaio, velocidade da aplicação da carga, presença de defeitos superficiais, histórico termomecânico e, principalmente, com a geometria da seção reta transversal das amostras. Ao correlacionar a área da seção transversal com a rigidez de instrumentos de NiTi, demonstrou-se que em todos os diâmetros e conicidades, os instrumentos K3 foram significativamente menos flexíveis do que os instrumentos Hero, FlexMaster, ProFile e Race¹⁰. Em relação ao histórico termomecânico, para reduzir o encruamento e melhorar as propriedades mecânicas como a flexibilidade das ligas de NiTi, foi sugerido um tratamento térmico em aproximadamente 400° antes da usinagem das limas¹¹, sendo comprovado recentemente um aumento significativo na flexibilidade de limas K3 submetidas a tratamento térmico em temperaturas de 400°C e 450°C ¹². Mediante DSC (Calorimetria Diferencial de Varredura), foi demonstrado que a temperatura de transformação de fase dos instrumentos K3 foi

significativamente inferior a dos instrumentos EndoWave Profile e ProTaper; e no teste de flexão em cantilever, os valores da força de flexão e deflexão em 3,0 mm para os instrumentos K3 foi significativamente maior do que para os instrumentos EndoWave, Profile e ProTaper, determinando assim que as propriedades funcionais dos instrumentos de NiTi, especialmente a flexibilidade, estão fortemente correlacionadas com a temperatura de transformação de fase^{13,14}.

Como no presente estudo os instrumentos apresentaram seções retas transversais com mesma geometria (forma e área), mas com histórico termomecânico distinto, é provável que o tratamento térmico a que foram submetidos durante a fabricação tenha provocado redução da dureza na liga rendendo maior flexibilidade a estes novos instrumentos. O tratamento térmico aplicado, segundo o fabricante, produziria uma estrutura interna favorável à flexibilidade, constituída de fase R. Esta fase R ou romboédrica possui ótimo efeito memória de forma, superelasticidade e seu módulo de elasticidade de Young é inferior ao da austenita, portanto, um instrumento que passe por esta fase será mais flexível^{13,15}. Além disso, como a flexibilidade é influenciada pelas temperaturas de transformação de fase (Martensítica inicial e Austenítica final)^{13,14}, é provável que com o tratamento térmico, os instrumentos K3XF passem a apresentar temperaturas de transformação mais elevadas do que os instrumentos K3, necessitando de menor carregamento em flexão do que os instrumentos convencionais.

O desempenho dos instrumentos mecanizados em ensaios de fadiga cíclica está diretamente relacionada com a sua resistência à flexão. Portanto, quanto maior a flexibilidade do instrumento mecanizado de NiTi, maior o seu NCF e sua resistência à fadiga. Os instrumentos K3XF apresentaram valores de NCF significativamente mais elevados do que as limas K3. No entanto, valores bem mais elevados de NCF foram obtidos em ensaio de fadiga em flexão com os mesmos instrumentos em estudo prévio, sendo demonstrado que o NCF dos protótipos K4 era quase o dobro do valor do NCF observado para as limas K3⁶. Esta diferença pode ser explicada por variações na metodologia, mais especificamente na utilização de canais artificiais de conformação distinta, visto que no presente estudo foi empregado um canal artificial com 86° de curvatura, 6 mm de raio e 9 mm de comprimento de arco, ao passo que no estudo similar⁶ foi empregado um canal artificial de 60° de curvatura, 5 mm de raio e 6 mm de comprimento de arco.

A resistência à fratura por fadiga é medida pelo número de ciclos a que um instrumento pode resistir durante o ensaio de fadiga. Os números de ciclos são cumulativos e referem-se à intensidade de tensões de compressão e de tração que ocorrem na parte flexionada do instrumento. A intensidade de tensões é, por sua vez, relacionada com o raio de curvatura, comprimento de arco, e diâmetro do instrumento^{4,5,16}. A medida que o raio diminui, o número de ciclos até a fratura também diminui^{4,17}. Além disso, uma curvatura com um ângulo mais severo produz mais tensões, especialmente se em

conjunto com um pequeno raio⁴. Quanto à extensão e à localização do segmento curvo, quanto maior o comprimento do arco, e quanto mais próximo do segmento cervical estiver o arco de um canal curvo, menor será o tempo e o número de ciclos suportado pelo instrumento até a falha^{5,16,17}. Como no presente estudo o canal artificial apresentava curvatura mais severa e com maior comprimento de arco, a intensidade das tensões tratativas e compressivas impostas na região de flexão rotativa dos instrumentos endodônticos resultou em valores de NCF bem inferiores aos obtidos por estudo similar⁶. A intensidade das tensões é um parâmetro específico para ocorrer a fratura por fadiga de um instrumento endodôntico. Está relacionada à geometria (forma e dimensões) dos canais e dos instrumentos endodônticos.

Na literatura, os resultados relativos ao comportamento em fadiga de instrumentos de NiTi são controversos, possivelmente pelas variações de metodologia adotadas por cada autor. O fato de não haver qualquer especificação ou padrão internacional para testar a resistência à fadiga de instrumentos mecanizados de NiTi, permite o emprego de vários dispositivos e métodos¹⁸. Desse modo, fica evidente a necessidade de uma padronização internacional para ensaios de fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi, visando assegurar a uniformidade de metodologia e resultados. A Organização Internacional para Padronização (ISO) e a Associação Dentária Americana (ADA) estão trabalhando para desenvolver um padrão para esses ensaios⁶.

No presente estudo, os dados foram consistentes com os de estudos anteriores^{3,19-21}, demonstrando que a técnica de fabricação que utiliza tratamento térmico após a usinagem na produção das limas K3XF, possibilita o desenvolvimento de instrumentos com propriedades mecânicas melhores em comparação com os instrumentos K3 fabricados pelo processo tradicional.

Levando em consideração as características morfológicas da superfície de fratura, esta pode ser frágil, caracterizada por apresentar uma superfície lisa e brilhante, ou dúctil, apresentando microcavidades (dimples) de formatos hemisféricos.

A análise em MEV dos instrumentos mostrou que ambos apresentam uma secção transversal triangular. A análise das superfícies fraturadas não revelou diferenças morfológicas entre os dois grupos de instrumentos. Além disso, nenhuma evidência de deformação plástica foi detectada nas hastes helicoidais dos instrumentos fraturados. Todas as superfícies apresentaram características morfológicas de fratura dúctil, como observado em outros estudos^{3,5,19,22}.

CONCLUSÃO

Os instrumentos K3XF, fabricados por um processo térmico especial, apresentaram valores mais elevados de NCF e valores de força menores para

flexionar em 45°. Desse modo, pode-se inferir que esses instrumentos são mais flexíveis e resistentes à fratura do que os instrumentos K3, fabricados convencionalmente.

REFERÊNCIAS

- Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, Rodríguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36(4):262–6.
- Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martín-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod* 2010; 36(1):157–9.
- Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, De Martin AS. Influence of Different Manufacturing Methods on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod* 2011; 37(11): 1553–7.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23(2):77–85.
- Lopes HP, Moreira EJJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves, MS. Cyclic fatigue of Protaper instruments. *J. Endod* 2007; 33 (1): 55–7.
- Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J* 2010; 44(4): 337–41.
- Stenman E, Spangberg LSW. Root canal instruments are poorly standardized. *J Endod* 1993; 19(7):327–34.
- Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments applications in endodontics. St Louis, MO: Ishiyaku Euroamerica Inc; 1995.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC, Debelian G, Siqueira JF Jr. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010; 36(10):1653–7.
- Schafer E, Dzepin A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96(6): 757–63.
- Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002; 28(10): 716–20.
- Ebihara A, Yahata Y, Miyara K, Nakano K, Hayashi Y, Suda H. Heat treatment of nickel–titanium rotary endodontic instruments: effects on bending properties and shaping abilities. *Int Endod J* 2011; 44(9):843–849.
- Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006; 39(2):119–126.
- Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A. Doi H, Hanawa T, Suda H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Internat Endod J* 2009; 4(7):621–6
- Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, Ebihara A, Suda H. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2007; 40(4):247–53.
- Lopes HP, Chiesa WMM, Correia NR, Navegante NCS, Elias CN, Moreira EJJ, Chiesa BEC. Influence of curvature location along an artificial canal on cyclic fatigue of a rotary nickel-titanium endodontic instrument. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 111(6):792–796
- Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C.

- Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999; 25(6): 434–40.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2009; 35(11): 1469–76.
 - Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2010; 36 (1):147–52.
 - Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009; 35(3):401–3.
 - Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008; 34(8):1003–5.
 - Yao, J.H; Schwartz, S.A; Beeson, T.J. Cyclic fatigue of three types of rotatory nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006; 32(1): 55–7.

Recebido/Received: 29/08/2012

Revisado/Reviewed: 16/03/2013

Aprovado/Approved: 25/04/2013

Correspondência:

Hélio Pereira Lopes

Rua Presidente Pedreira, 104/1301 – Bairro Ingá

Niterói – Rio de Janeiro – Brasil

CEP: 24210-470

E-mail: helioplopes@yahoo.com.br